

К 89

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ОРДЕНА ЛЕНИНА И ОРДЕНА КРАСНОГО  
ЗНАМЕНИ ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ  
имени П. Ф. ЛЕСГАФТА

На правах рукописи

Куз е н к о Борис Петрович

**ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИКИ  
ЛОКОМОЦИЙ В СВЯЗИ С ПОСТРОЕНИЕМ  
И ОСВОЕНИЕМ СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЙ**

13.00.04 — теория и методика физического  
воспитания и спортивной тренировки

**А в т о р е ф е р а т**

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата педагогических наук

ЛЕНИНГРАД — 1979

Работа выполнена в Рижском ордена Трудового Красного Знамени политехническом институте.

Научный руководитель — доктор педагогических наук,  
профессор В. Т. НАЗАРОВ.

Официальные оппоненты: доктор педагогических наук,  
профессор Д. Д. ДОНСКОЙ;  
кандидат педагогических наук  
С. П. ЕВСЕЕВ.

Ведущее учреждение — Всесоюзный научно-исследовательский институт физической культуры (г. Москва).

Защита состоится 31 мая 1979 г. в 13 часов на заседании специализированного Совета К 046.03.01 Государственного ордена Ленина и ордена Красного Знамени Института физической культуры им. П. Ф. Лесгафта (Ленинград, 190121, ул. Декабристов, 35).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке института.

Автореферат разослан 30 апреля 1979 г.

Ученый секретарь  
специализированного Совета  
доцент

Г. И. ЧЕРНЯЕВ

7939

БИБЛИОТЕКА

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность. Известно, что успешное решение задач технической подготовки спортсменов во многом зависит от степени изученности биомеханических основ построения физических упражнений. Роль биомеханических исследований особенно возросла в последнее время в связи с внедрением в практику спортивной тренировки идей и методов программированного обучения.

Настоящая работа посвящена исследованию биомеханики локомоций в связи с программированием процесса освоения физических упражнений, построенных на их основе. Несмотря на то, что локомоции представляют собой сравнительно хорошо изученный класс спортивных движений, их исследование с целью выделения основных объектов программирования обучающей деятельности – элементов динамической осанки и управляющих движений – до сих пор еще не проводилось. Следует отметить, что локомоции являются как самостоятельными спортивными дисциплинами, так и составной частью многих физических упражнений, во многом предопределяя технику исполнения последних. В этом случае спортсмен, как правило, сталкивается с задачей существенной модификации техники исполнения локомоторного акта, заключающейся в основном в соответствующем перераспределении соотношений между поступательной и вращательной составляющими движения. Этот вопрос до настоящего времени строгими методами, по существу, не исследовался. Вместе с тем, решение указанных проблем в педагогическом аспекте – выделении элементов динамической осанки и управляющих движений – позволило бы более целенаправленно строить процесс обучения широкому кругу физических упражнений. Это обуславливает актуальность данного исследования как в теоретическом, так и в практическом отношении.

Рабочая гипотеза. Предполагалось, что общие закономерности построения локомоторного акта должны уже проявиться в модели трехзвенной разветвленной механической системы. Использование данных исследования такой модели могло бы, на наш взгляд, оказать положительное влияние на повышение эффективности освоения физических упражнений, в состав которых входят локомоции.

Цель и задачи исследования. Настоящая работа посвящена исследованию биомеханики шагательных локомоций и определению основных правил осуществления их различных модификаций с целью построения оп-

тимальных вариантов техники исполнения физических упражнений, относящихся к указанной категории движений. В связи с этим предстояло решить следующие конкретные задачи:

1. Выявить наиболее общие закономерности механики построения локомоторного акта на основе механоматематического моделирования.
2. Определить функциональную роль суставных движений (главные и корректирующие управляющие движения) в обычном локомоторном акте.
3. Установить в педагогическом плане основные механизмы управления вращательной и поступательной составляющими движения тела спортсмена в связи с синтезом основных модификаций локомоторного акта.
4. Разработать биомеханически обоснованную программу обучения гимнастическому упражнению, связанному с использованием локомоций, и экспериментально проверить эффективность ее применения в тренировочном процессе.

Методы исследования. Для решения поставленных задач в работе применялись следующие методы исследования:

- изучение литературных источников;
- педагогические наблюдения;
- кинорегистрация и биомеханический анализ;
- прецизионная мультипликация и дисплейная техника;
- метод синтеза физических упражнений на основе механоматематического моделирования;
- педагогический эксперимент.

Научная новизна. В работе получены новые данные о закономерностях механики взаимодействия тела спортсмена с твердой опорой. Установлено, что любое изменение угла в суставе, не связанном с опорой, приводит как к вертикальному, так и к горизонтальному перемещению ОЦТ тела спортсмена в плоскости изменения этого угла. Тело как целое приобретает вращательный импульс вокруг поперечной оси, проходящей через его ОЦТ. Использование этого эффекта лежит в основе построения шагательных локомоций и их модификаций.

Впервые получены данные о влиянии индивидуальных особенностей строения тела спортсмена на величину его поступательного перемещения. Они свидетельствуют о том, что на рассматриваемый параметр движения в большей мере оказывают влияние отличия в длинах и моментах инерции взаимодействующих звеньев и в значительно меньшей мере - отличия в их массах и расстояниях от центров масс звеньев до оси соединяющего их сустава.

На основе специального структурного анализа построена трехзвен-

ная разветвленная модель, которая отражает основные свойства ходьбы. В результате исследования механических свойств функционирования такой модели были получены новые данные об эффективности влияния различных комбинаций движений в тазобедренных суставах в реализации акта ходьбы, рассмотрены особенности движения тела в фазе передней опоры шага, выявлена роль силы тяжести при ходьбе.

В работе получены ранее неизвестные закономерности управления величинами поступательной и вращательной составляющими движения тела спортсмена в локомоциях. Установлено, что управление скоростью передвижения в ходьбе и беге связано в первую очередь с процессом тонкого согласования скоростей суставных движений с величиной внешнего момента сил (преимущественно сил тяжести). Изменение величины вращательного импульса тела происходит в результате нарушения установившегося в локомоторном акте соотношения между величинами скоростей соответствующих суставных движений.

На основе проведенного исследования сформулировано ряд новых и достаточно простых правил, позволяющих по данным кинофоторегистрации осуществить качественный анализ техники исполнения упражнений, выделить основные ее компоненты и перейти к построению биомеханически обоснованных программ обучения.

Практическая значимость. Полученные в работе данные о биомеханической структуре шагательных локомоций следует использовать в качестве основы при построении программ обучения физическим упражнениям, в состав которых входят локомоции.

Основные положения, вытекающие из проведенного исследования, внедрены в практику подготовки квалифицированных спринтеров и гимнастов СССР и дали положительный эффект.

Результаты работы рекомендуется применять в процессе обучения спортсменов различной квалификации, однако наиболее эффективным является их использование при подготовке спортсменов старших разрядов.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав и выводов, изложенных на 140 страницах машинописного текста. Она содержит 46 рисунков. Библиографический указатель насчитывает III наименований, из них 100 - на русском и II - на иностранных языках.

## СО Д Е Р Ж А Н И Е   Д И С С Е Р Т А Ц И И

Обзор литературы, посвященной исследованию биомеханики спортивных локомоций, показал, что применяемые до сих пор методы биомеханического анализа (инструментальные и аналитические) еще недостаточно органично связаны с методами синтеза указанных спортивных движений, с их освещением. По-видимому этим можно объяснить те трудности, с которыми приходится сталкиваться при использовании даже очень точных данных о кинематике и динамике локомоций для решения практических задач спорта. Кроме того, традиционные методы биомеханического анализа ничего не говорят о путях совершенствования техники спортивного движения. В этом случае исследователь, как правило, в большей мере полагается на интуицию и предыдущий спортивный опыт, которых зачастую недостаточно.

Однако, как показали исследования последних лет (В.Т.Назаров, 1966-1978), преодоление указанных трудностей может быть достигнуто благодаря дополнительному исследованию биомеханической структуры физического упражнения путем математического моделирования с целью определения элементов динамической осанки и управляющих движений - основных составляющих любого целенаправленного движения человека. Такое дополнительное звено исследования помогает органически соединить вопросы анализа и синтеза физических упражнений, а также более эффективно использовать данные, получаемые посредством других традиционных методов исследования.

В связи с этим в работе одним из первых этапов исследования явилось определение вышеназванных компонентов локомоторного акта с помощью метода механоматематического моделирования.

### АНАЛИТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ ЛОКОМОТОРНОГО АКТА

Основными этапами аналитического исследования локомоторного акта явились:

- установление общей программы движения тела спортсмена в рассматриваемом упражнении;
- определение главной управляющей функции, реализуемой техникой исполнения;
- выявление общих закономерностей механики, в соответствии с

которые создаются необходимые для исполнения локомоторного акта управляющие силы и моменты сил;

- определение главных и корректирующих управляющих движений.

Каждый этап исследования предполагал применение различных механических моделей, отражающих те или иные механические свойства локомоторного акта. Такими моделями явились материальная точка, твердое тело, частица, перемещаемая в теле заданным образом, многозвенные шарнирные системы. При этом рассматривалось движение человека в сагиттальной плоскости, закономерности которого являются наиболее важными для практики спорта.

За программу поступательного перемещения тела (программа места) было принято однонаправленное горизонтальное перемещение ОЦТ тела в вертикальной плоскости, а программа ориентации при симметричном изменении позы тела заключалась в сохранении постоянной ориентации осей, связанных с телом. Эти условия (общая программа движения) были определены шестью равенствами, которые, с точки зрения механики, представляют собой своеобразные связи, накладывающие ограничения на поступательное и вращательное движение тела.

Определение управляющих сил и моментов сил при ходьбе (главная управляющая функция) было осуществлено путем сопоставления естественного движения с программным. При этом предполагалось, что при естественном движении на тело человека наложены связи, исключая взаимное перемещение его отдельных частей, и моделью тела в этом случае служит твердое тело. Решение уравнения движения такого тела совместно с уравнениями связей, которым оно подчинено при естественном и программном движении, позволило определить возникающие при этом силы и моменты сил, а их разницу представила собой искомые управляющие воздействия (рис.1). Способы реализации найденных сил и моментов сил посредством изменения позы тела явились предметом исследования следующих этапов моделирования.

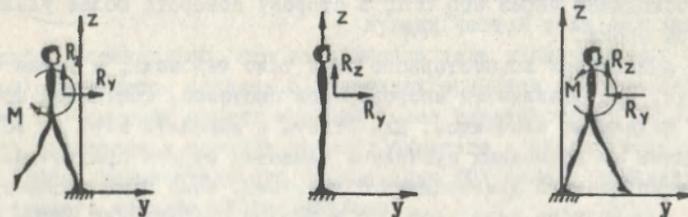


Рис.1. Управляющие воздействия при ходьбе с постоянной скоростью.

Для определения общих механических закономерностей, лежащих в основе акта ходьбы, нами была рассмотрена механика взаимодействия тела и материальной частицы. Для того, чтобы выделить от посторонних факторов влияние относительного перемещения частицы на движение всего тела, момент внешних сил был принят равным нулю. Поскольку в рассматриваемом нами плоском движении частица имеет две степени свободы, ей были заданы относительные перемещения в горизонтальном и вертикальном направлениях. Результаты моделирования свидетельствуют о том, что перемещение частицы по горизонтали приводит к некоторому повороту тела вокруг фиксированной оси и к перемещению ОЦТ системы частица - тело в горизонтальном направлении. При этом составляющая вектора момента количества движения тела, образованная вращением ОЦТ вокруг фиксированной оси, компенсируется точно такой же по величине, но обратной по направлению составляющей вектора кинетического момента относительно той же оси, но образованной вращением тела вокруг ОЦТ. Так как рассмотренная модель построена без учета ограничений, накладываемых на перемещение частиц тела его строением, то приведенные закономерности характеризуют самые общие механические свойства локомоторного акта и представляют собой его неизменную основу.

Обобщение полученных результатов на систему материальных частиц, перемещаемых в теле подобным образом, было проведено на модели двузвенной шарнирной системы с управляемым шарниром. На основании данных такого моделирования можно заключить, что любое сгибательное или разгибательное движение человека в суставе, не связанном с опорой, приводит к противоположным поворотам взаимодействующих звеньев тела. При этом ОЦТ тела перемещается как в направлении радиуса, соединяющего его с опорной осью, так и в перпендикулярном ему направлении в сторону движения ближайшего к опоре звена. Тело как целое в этом случае приобретает вращательный импульс вокруг оси, проходящей через его ОЦТ, в сторону поворота более удаленного от опоры звена.

При выполнении локомоторного акта тело человека, с точки зрения механики, представляется многозвенной системой, состоящей из множества подвижных элементов. Для ответа в какой-то мере на вопрос о том, каким из возможных суставных движений отдать предпочтение в реализации данного двигательного действия, нами была рассмотрена модель однородного тела, которое в первом приближении может представить тело человека. Предполагалось, что это однородное тело опи-

рается на твердую опору и на разной высоте от нее производится сгибательное движение (за счет некоторых внутренних сил). Результаты расчетов уже на данном этапе исследования позволяют сделать вывод о том, что различные суставные движения, совершаемые человеком при ходьбе, неодинаково влияют на перемещения ОЦТ в горизонтальном направлении и на ориентацию тела. Наибольшего эффекта в этом отношении следует ожидать при использовании движений в суставах, расположенных в средней части тела (рис.2).

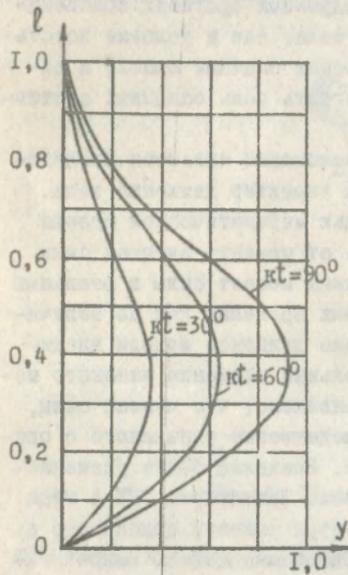


Рис.2. Перемещение ОЦТ однородного тела по горизонтали.

при ходьбе. Установлено, что на движении тела в значительно большей мере сказываются отличия в величинах моментов инерции звеньев. Причем, чем выше момент инерции более удаленного от опоры звена по отношению к моменту инерции ближнего к опоре звена, тем больше эффект горизонтального перемещения ОЦТ тела и величина приобретаемого вращательного импульса.

Отметим еще одну важную закономерность, вытекающую из результатов предыдущих этапов аналитического исследования, на исполь-

Разумеется, что в теле человека массы располагаются не так, как в приведенном примере однородного тела. Поэтому, чтобы высказать некоторые суждения относительно действительных движений человека, в работе дополнительно исследовался вопрос о влиянии различных соотношений в величинах масс и геометрии взаимодействующих звеньев на интересующие нас параметры движения. Этот вопрос рассматривался на двухзвенной модели, совершающей сгибательные движения в средней своей части. В математическом выражении такой модели поочередно менялась одна из характеристик звена в пределах, позволяющих охватить реальные пропорции взаимодействующих частей тела человека

зовании которой строится исполнение циклических локомоций. Она заключается в том, что однонаправленное перемещение человека, совершающего циклические движения, может быть достигнуто лишь в том случае, если изменение и последующее восстановление его позы будет происходить при касании опоры различными частями тела.

Опираясь на полученные данные проведенного моделирования, легко оценить эффект перемещения тела человека в горизонтальном направлении при использовании подвижности в различных суставах. Очевидно, что только движения в тазобедренных суставах обеспечивают как максимальное перемещение ОЦТ тела, так и условие восстановления исходной позы тела опорой о землю сначала одной, а затем другой ногой. Поэтому они должны играть роль основных суставных движений в акте ходьбы.

Одним из важных вопросов механики локомоций является исследование влияния внешнего момента силы на характер движения тела. Такое исследование проводилось с помощью математической модели двухзвенной системы с уч. гом интеграла от момента внешней силы в правой части уравнения. Так как внешний момент силы в реальных локомоциях может меняться в значительных пределах как по величине, так и по направлению, то в уравнение движения модели вводились как положительные, так и отрицательные значения внешнего момента в пределах от 0 до 1,0 кгм. Установлено, что момент силы, направленный в сторону вращения непосредственно связанного с опорой звена, ускоряет указанное вращение. Вращение более удаленного от опоры звена, напротив, замедляется. Траектория ОЦТ в этом случае смещается в сторону движения центра тяжести связанного с опорой звена, а вращение тела вокруг ОЦТ замедляется. Направленный в другую сторону момент силы обуславливает обратную только что описанной картину. Из сказанного можно заключить, что спортсмен, изменяя по своему усмотрению величину внешнего момента силы, может оказывать значительное влияние на движение своего тела. В акте ходьбы, бега и в других аналогичных движениях это широко используется (хотя большей частью интуитивно) в основном благодаря изменению величины момента мышечных сил в голеностопном суставе опорной ноги.

Исходя из установленных закономерностей построения акта ходьбы, нами была выявлена основная с точки зрения механики разновидность ходьбы. К ней можно отнести ходьбу, при которой руки при-

жаты к туловищу, ноги выпрямлены, исключено действие моментов мышечных сил в голеностопных суставах и совершаются сгибательно-разгибательные движения в тазобедренных суставах. Такой вид ходьбы содержит в себе наиболее характерные компоненты всех других перемещений, при которых человек использует различные комбинации суставных движений. Указанное движение моделировалось разветвленным трехзвенником, в котором звенья соответственно представляют собой туловище с головой и руками и две ноги, из которых одна фиксирована на опоре (рис.3).

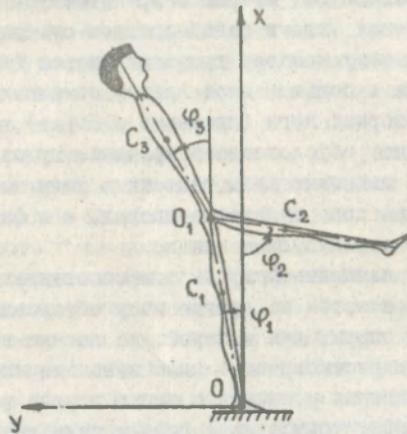


Рис.3. Основная модель ходьбы.

Для того, чтобы можно было высказать суждение о действительном движении, в математическую модель такого трехзвенника были введены данные о пропорциях человеческого тела, весовых соотношениях его отдельных звеньев и расположения их центров тяжести, а также данные о моментах инерции звеньев (О.Фишер, 1906). Управляющие воздействия в шарнирах, которые как бы "оживляли" модель, задавались в виде  $\varphi_2 - \varphi_1 = k_1 t$ ;  $\varphi_1 - \varphi_3 = k_2 t$ , где  $k_1$  и  $k_2$  - скорости изменения углов в тазобедренных суставах опорной и маховой ноги. Было рассмотрено пять различных комбинаций суставных движений, происходящих равномерно. Каждый из рассматриваемых случаев моделировался с учетом действия силы тяжести и без нее. Это позволило особенно проследить влияние суставных движений и силы тяжести на движение тела человека.

Результаты проведенного моделирования в основном подтвердили общие закономерности построения акта ходьбы. Установлено, что к горизонтальному перемещению ОЦТ тела приводят изменения угла в тазобедренном суставе как маховой, так и опорной ноги. При этом изменение скорости движения в тазобедренном суставе опорной ноги ведет к более сильному изменению рассматриваемого параметра движения тела, чем такие же отклонения в относительной скорости движения маховой ноги (по данным моделирования в 2 - 2,5 раза). Действие силы тяжести обуславливает в фазе задней опоры шага дополнительное перемещение ОЦТ вперед и препятствует ему в фазе передней опоры. Изменение угла в тазобедренном суставе маховой ноги приводит к небольшому наклону туловища вперед (около  $5^{\circ}$ ). На этот параметр движения в большей мере влияет изменение угла в тазобедренном суставе опорной ноги (примерно в 5 раз), и, в отличие от предыдущего случая, обуславливает вращение туловища назад. Естественно, благодаря действию силы тяжести в фазе задней опоры туловище дополнительно поворачивается вперед, а в фазе передней опоры - как бы стремится опрокинуться назад.

Необходимость изменять позу тела и восстанавливать ее опорой сначала на одну, а затем на другую ногу обуславливает в акте ходьбы фазу передней опоры, для которой, по логике вещей, должны быть также справедливы рассмотренные выше закономерности. Результаты моделирования движения человека с места в этой фазе свидетельствуют о том, что при отсутствии действия силы тяжести его тело должно перемещаться вперед в результате эффекта суставных движений (рис.4а). Однако действие силы тяжести препятствует такому перемещению и при относительно небольшой скорости изменения углов в тазобедренных суставах ( $1 \text{ с}^{-1}$ ) приводит к падению человека назад (рис.4б). Чтобы избежать этого, человеку необходимо развить

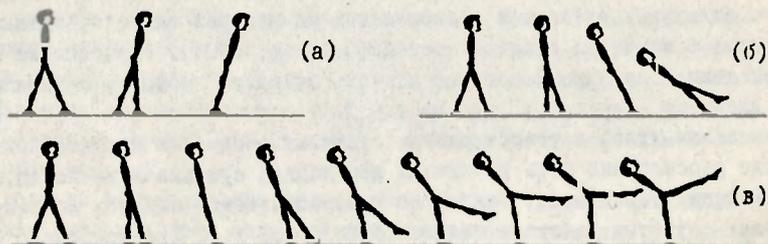


Рис.4. Контурограмма фазы передней опоры "шага" модели.

большие мышечные усилия и тем самым обеспечить большую скорость суставных движений. В нашем случае эта задача решалась при десятикратном увеличении скорости изменения углов в суставах (рис. 4в). Однако при ходьбе этот же эффект может быть достигнут при значительно меньших скоростях суставных движений при наличии исходной скорости движения тела, а также благодаря толчку другой ногой в конце двухопорной фазы.

Таким образом, в рассматриваемом варианте ходьбы заданное перемещение тела обеспечивается в основном соответствующими изменениями углов в тазобедренных суставах. На основании этого можно заключить, что движения в остальных суставах, производимые в комбинации с движениями в тазобедренных суставах, несколько видоизменяют приведенную общую картину механики движения человека, не изменяя, однако, ее основных свойств.

В дальнейшем в работе было прослежено, как установленные закономерности механики преломляются в действительном акте ходьбы. С этой целью был проведен биомеханический анализ нормальной ходьбы, в результате которого были получены данные о характере изменения углов в различных суставах тела. Сопоставление полученных данных с результатами моделирования показало, что перемещение тела человека при ходьбе в основном достигается благодаря изменению углов в тазобедренных суставах обеих ног. Разгибательное движение в тазобедренном суставе опорной ноги приводит к наибольшему эффекту перемещения тела в горизонтальном направлении и в большей степени влияет на изменение ориентации тела, стремясь как бы опрокинуть его назад. В связи с этим данное суставное движение играет роль главного управляющего движения при ходьбе. Сгибательное движение в тазобедренном суставе маховой ноги в значительно меньшей мере сказывается на движении тела, однако благодаря ему достигается последовательное касание опоры сначала одной, а затем другой ногой.

Скорость перемещения тела человека при ходьбе как в фазе задней, так и передней опоры в первую очередь определяется скоростью изменения угла в тазобедренном суставе опорной ноги. При этом в фазе передней опоры для поддержания постоянной скорости передвижения человек вынужден совершать более активные действия вследствие различного эффекта влияния силы тяжести в указанных фазах движения. В принципе же, как следует из результатов моделирования, скорость движения тела в фазе передней опоры шага при достаточно активных действиях в тазобедренных суставах может даже возрастать.

Сгибательные разгибательные движения в тазобедренных суставах, вызывая перемещение тела человека вперед, приводят к появлению вращательного импульса всего тела, направленного назад. Действия человека, обеспечивающие сохранение вертикальной ориентации тела, одного из условий выполнения нормальной ходьбы, в фазах задней и передней опор шага различны. В фазе задней опоры указанный вращательный импульс тела устраняется благодаря действию силы тяжести, которая как бы стремится в этот момент повернуть тело вперед. Напротив, в фазе передней опоры сила тяжести приводит к дополнительному повороту тела назад. В этом случае вертикальная ориентация тела достигается благодаря некоторой исходной скорости движения и толчку другой ногой. При недостаточной скорости передвижения задача сохранения вертикальной ориентации тела решается благодаря наличию двухопорного положения. В этот период сила тяжести не может изменить ориентацию тела, а эффект движений в тазобедренных суставах каждой из ног на поворот тела будет примерно одинаковым по величине, но разнонаправленным.

Другие суставные движения, совершаемые человеком при ходьбе в комбинации с движениями в тазобедренных суставах, как правило, направлены на решение частных двигательных задач и могут быть отнесены к разряду корректирующих управляющих движений.

Таким образом, сопоставление данных биомеханического анализа нормальной ходьбы с результатами моделирования локомоторного акта показывает, что ее выполнение полностью согласуется с общими закономерностями механики, установленными ранее.

#### ОСНОВНЫЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ УПРАВЛЕНИЯ СКОРОСТЬЮ ПЕРЕДВИЖЕНИЯ И ВЕЛИЧИНОЙ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ИМПУЛЬСА ТЕЛА В ЛОКОМОЦИЯХ

Полученные в работе данные о биомеханической структуре обычного локомоторного акта явились отправным пунктом при исследовании закономерностей реализации его различных модификаций. Решение этих вопросов связано в первую очередь с определением закономерностей управления скоростью передвижения и величиной вращательного импульса тела спортсмена в локомоциях.

Одним из основных условий повышения скорости в ходьбе и беге является увеличение скоростей соответствующих суставных движений. Из приведенных выше закономерностей понятно, что сказанное в первую очередь должно относиться к скорости изменения угла в тазо-

бедренном суставе опорной ноги. Однако, как показывают проведенные в работе исследования механики взаимодействия тела спортсмена с опорой, одних этих действий для повышения скорости оказывается недостаточным. Здесь необходимо обратить внимание на следующие два обстоятельства. Первое из них связано с действием силы тяжести, обладающей моментом относительно оси, проходящей через точку касания тела с опорой. Второе же обстоятельство заключается в том, что суставные движения, совершаемые при ходьбе и беге, приводят как к горизонтальному перемещению ОЦТ тела, так и к появлению некоторого вращательного импульса всего тела, направленного назад. При реализации программы изменения скорости движения эти два фактора должны быть надлежащим образом согласованы между собой. Механизмы такого согласования в работе были прослежены на примере выполнения испытуемыми ходьбы с разной скоростью: ходьбы на месте, замедленной и ускоренной ходьбы.

При ходьбе с относительно невысокой скоростью момент силы тяжести может оказать доминирующее влияние на движение человека. Поэтому для того, чтобы ходьба стала возможной, от человека потребуются дополнительные действия, направленные на уменьшение момента силы тяжести относительно оси, проходящей через точку касания тела с опорой. Биомеханический анализ замедленной ходьбы показал, что эта задача решается в первую очередь путем увеличения продолжительности двухопорного положения по сравнению с нормальной ходьбой, и в этом случае программа изменения скорости реализуется главным образом за счет движений в тазобедренных суставах обеих ног. Кроме того, в фазе задней опоры необходимо согласование величин вращательных импульсов тела, обусловленных действием момента силы тяжести и суставными движениями, достигается путем некоторого ограничения подвижности голеностопного сустава опорной ноги.

Достижение более высокой скорости передвижения, как следует из результатов предыдущих исследований, приводит к возрастанию вращательного импульса тела, направленного назад. Вместе с тем импульс момента силы тяжести уменьшается. Поэтому с ростом скорости доминирующее влияние на движение тела человека оказывают уже суставные движения. В этом случае необходимо предусмотреть дополнительные действия, направленные на уменьшение указанного вращательного импульса тела. Этого можно достичь, управляя величиной момента силы тяжести таким образом, чтобы в фазе перед-

ней опоры шага она была по возможности минимальна, а в фазе задней опоры, напротив, достаточно велика. Биомеханический анализ ускоренной ходьбы показал, что такое управление величиной момента силы тяжести достигается благодаря некоторому наклону туловища вперед в момент постановки ноги на опору. Кроме того, при движении с относительно высокой скоростью должны быть исключены действия, тормозящие продвижение тела вперед. Одним из подобных факторов может быть момент мышечных сил в голеностопном суставе опорной ноги в фазе передней опоры шага. Его нежелательное влияние, например, в спортивной ходьбе в некоторой мере устраняется благодаря постановке ноги на пятку и последующему сохранению постоянного угла в голеностопном суставе, а в спринтерском беге — путем постановки ноги на носок.

Таким образом, увеличение скорости передвижения в локомоциях связано не только с количественными изменениями скоростей соответствующих суставных движений, но также и с существенной перестройкой всей структуры локомоторного акта. Эта перестройка затрагивает в основном корректирующие управляющие движения и выражается с биомеханической точки зрения прежде всего в согласовании величины внешнего момента сил, приложенного к телу (преимущественно силы тяжести), с величиной вращательного импульса тела, обусловленного суставными движениями.

Другой основной двигательной задачей, с которой, как правило, сталкивается спортсмен при выполнении физических упражнений, связанных с использованием локомоций, является изменение вращательной составляющей движения его тела. Здесь необходимо учесть, что в акте ходьбы или бега устанавливается определенное соотношение между скоростями совершаемых суставных движений. Благодаря этому вращательный импульс тела равен нулю или близок к нему. Нарушение указанного соотношения должно привести к появлению некоторого вращательного импульса тела спортсмена. Причем, как следует из результатов моделирования, повышение скорости выполнения одного из суставных движений обуславливает возрастание вращательного импульса, направленного назад, а ее уменьшение приводит к противоположному эффекту. Очевидно, что сказанное в первую очередь должно относиться к скорости изменения угла в тазобедренном суставе опорной ноги.

Приведенные закономерности подтверждает проведенный в работе биомеханический анализ двух модельных упражнений, в которых спортсмену налегало сообщить своему телу вращательный импульс в противоположных направлениях после идентичных начальных условий (разбега). Так, при сообщении телу вращения назад (выполнялось некоторое подобие сальто назад) скорость изменения угла в тазобедренном суставе опорной ноги в последнем шаге разбега возросла по сравнению с предыдущими шагами в 1,3 раза и перед потерей связи с опорой достигла  $10 \text{ с}^{-1}$  (рис.5). Благодаря переориентации

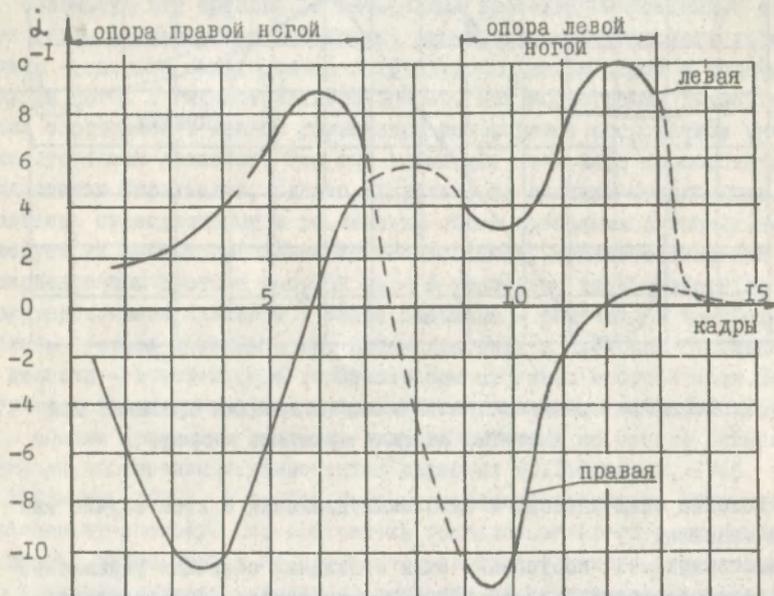


Рис.5. Скорости изменения углов в тазобедренных суставах при сообщении телу вращения назад.

тела момент силы тяжести относительно оси, проходящей через точку касания тела с опорой, также способствует повороту всего тела назад. Таким образом, эффект влияния двух основных факторов, обуславливающих вращение тела назад, — суставных движений и момента силы тяжести, в данном случае как бы складывается. При реализации задачи создания вращательного импульса, направленного вперед, наб-

людалась противоположная картина. Скорость изменения угла в тазобедренном суставе опорной ноги в последнем шаге разбега была снижена примерно в 1,2 раза и перед потерей связи с опорой равнялась  $\Delta \dot{\alpha} \text{ с}^{-1}$  (рис.6). Причем вследствие поворота тела вперед эффект вли-

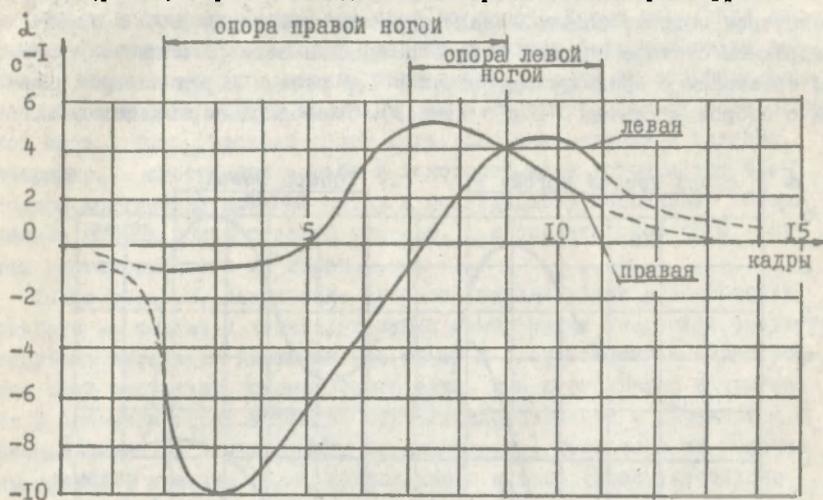


Рис.6. Скорости изменения углов в тазобедренных суставах при сообщении телу вращения вперед.

яния момента силы тяжести и суставных движений в этом случае как бы вычитается.

Закономерности построения этих модельных образцов упражнений одинаково справедливы и для целой группы других, большей частью более сложных физических упражнений, в состав которых входят локомоции. Это, например, легкоатлетические прыжки, разнообразные акробатические элементы, опорные прыжки в гимнастике, некоторые упражнения на гимнастическом бревне.

**ПРОГРАММИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ОБУЧЕНИЯ ФИЗИЧЕСКИМ УПРАЖНЕНИЯМ,  
СВЯЗАННЫМ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЛОКОМОЦИЙ**

Полученные в работе данные о биомеханической структуре локомоторного акта и его основных модификаций следует рассматривать как ряд правил, опираясь на которые представляется возможным по данным кинофоторегистрации упражнения получить эксс-информацию о функциональной роли различных суставных движений и перейти к построению биомеханически обоснованной программы обучения ему.

Используя эти правила, в работе был проведен качественный анализ техники исполнения достаточно сложного гимнастического упражнения - соскока сальто назад в группировке махом одной и толчком другой ногой с гимнастического бревна. Общая программа движения тела спортсмена в данном упражнении реализуется посредством многих суставных движений. Все они в той или иной мере способствуют выполнению упражнения, однако их роль в исполнении неодинакова. Наиболее существенными в реализации общей программы движения, как следует из данных проведенного исследования, являются движения в тазобедренном суставе опорной ноги в последнем шаге разбега (главное управляющее движение). Менее значимые - движения в тазобедренном суставе маховой ноги, затем движения в плечевых суставах и наконец - в коленном и голеностопном суставах опорной ноги. Они играют роль корректирующих управляющих движений. Отсюда, пользуясь общими правилами программирования обучения на основе биомеханически обоснованных компонентов движения (В.Т.Назаров, 1966, И.Э.Ельник, 1976), в работе была разработана программа обучения указанному соскоку. Она состоит из последовательного ряда учебных заданий, направленных на поэтапное усвоение главного управляющего движения в различных пространственно-временных условиях (сперва на месте, затем на фоне шага и, наконец, в условиях целостного исполнения соскока) с последующим включением по мере необходимости наиболее важных корректирующих управляющих движений (рис.7).

Данная программа обучения была апробирована в Школе высшего спортивного мастерства (г.Рига) в группе, состоящей из пяти человек - гимнасток I разряда, ранее не выполнявших этот соскок. Эксперимент показал, что освоение всех учебных заданий гимнастками указанной квалификации может быть завершено в одно-два занятия и в дальнейшем гимнастки, сохраняя в основном правильную структуру

7939



задание I



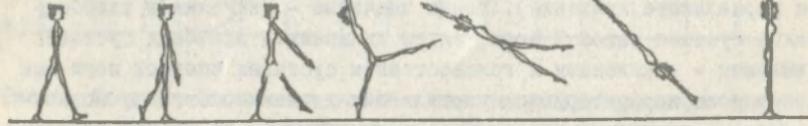
задание 2



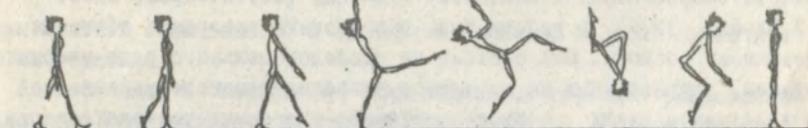
задание 3



задание 4



задание 5



задание 6



Рис.7. Программа обучения соскоку сальто назад в группировке махом одной и толчком другой ногой.

соскока, выполняют его с незначительной помощью тренера. Четкое представление о логической структуре соскока и о функциональной роли каждого суставного движения позволило в ходе обучения производить диагностику ошибок исполнения и безболезненно возвращаться к любому учебному заданию, не опасаясь переноса отрицательного навыка. Это, в конечном итоге, обеспечило высокое качество и надежность исполнения соскока.

Очевидно, что приведенные в работе данные о биомеханической структуре локомоторного акта аналогичным образом могут быть использованы для программирования процесса обучения и многим другим физическим упражнениям, в состав которых входят локомоции.

#### ВЫВОДЫ

1. В основе построения акта ходьбы и других сходных локомоций человека лежит использование механического эффекта сгибательно-разгибательных движений в суставах, производимых на опоре. Этот эффект заключается в том, что любое изменение угла в суставе приводит к перемещению ОЦТ тела как в направлении радиуса, соединяющего ОЦТ тела с опорной осью, так и в перпендикулярном ему направлении. Тело как целое в этом случае приобретает вращательный импульс вокруг оси, проходящей через его ОЦТ. Однонаправленное перемещение ОЦТ тела при выполнении циклических локомоций достигается благодаря изменению и последующему восстановлению позы тела в отличных друг от друга механических условиях. При ходьбе и беге эти условия обычно выражаются в последовательном касании опоры сначала одной, а затем другой ногой.

2. Сгибательно-разгибательные движения в различных суставах, совершаемые человеком при ходьбе и беге, неодинаково влияют на поступательное перемещение тела в горизонтальном направлении и на величину приобретаемого им вращательного импульса. Наибольший эффект в этом отношении наблюдается при использовании движений в суставах, расположенных в средней части тела. Кроме этого, величина горизонтального перемещения ОЦТ тела и его вращательного импульса зависит также от соотношения масс и моментов инерции взаимодействующих звеньев тела. Установлено, что в большей мере на рассматриваемые параметры движения тела оказывают влияние отличия в величинах моментов инерции звеньев тела. Причем, чем выше

момент инерции более удаленного от опоры звена, тем больше эффект горизонтального перемещения ОЦТ тела и приобретаемого им вращательного импульса.

Исходя из реальных соотношений масс и моментов инерции звеньев тела человека можно заключить, что из всех возможных суставных движений к максимальному перемещению ОЦТ тела в горизонтальном направлении и его вращательному импульсу должны привести сгибательно-разгибательные движения в тазобедренном суставе опорной ноги.

3. Сопоставление действительных движений человека с данными моделирования свидетельствует о том, что в акте ходьбы и бега главным управляющим движением является разгибательное движение в тазобедренном суставе опорной ноги в фазе как задней, так и передней опоры шага. В том и другом случае при достаточно активном разгибательном движении в данном суставе ОЦТ тела совершает ускоренное перемещение вперед. Это положение, в частности, не согласуется с распространенным в спортивной литературе мнением о пассивной роли фазы передней опоры в акте ходьбы и бега.

Изменение угла в тазобедренном суставе маховой ноги (сгибательное движение) также обуславливает перемещение ОЦТ тела вперед, хотя и в меньшей мере (по данным моделирования - в 2-2,5 раза) и, кроме того, способствует удержанию вертикальной ориентации туловища в пространстве. Однако главная роль этого суставного движения в акте ходьбы и бега заключается в том, что благодаря ему достигается последовательное касание опоры различными точками тела. Остальные суставные движения, совершаемые человеком при ходьбе и беге в комбинации с движениями в тазобедренных суставах, как правило, направлены на решение частных двигательных задач (уменьшение вертикальных колебаний ОЦТ тела, поддержание относительно вертикального положения туловища и др.).

4. Одной из важных сторон механики управления движением тела в локомоциях является использование действия момента внешних сил, приложенных к телу. Средствами моделирования установлено, что момент таких сил, направленный в сторону движения связанного с опорой звена, способствует дополнительному перемещению ОЦТ тела и торможению вращения тела вокруг его ОЦТ. Направленный в другую сторону внешний момент, напротив, приводит к торможению вращения ОЦТ вокруг фиксированной оси и ускоряет вращение тела вокруг его ОЦТ. Таким образом, спортсмен, управляя по своему усмотрению ве-

личной внешней момента силы (момента силы тяжести, момента мышечных сил в голеностопном суставе при фиксированной на опоре стопе), может в широких пределах изменять составляющие поступательного и вращательного движения своего тела в акте ходьбы и бега.

В частности, из приведенных закономерностей следует, что сила тяжести в обычном локомоторном акте не может рассматриваться в качестве непосредственной причины горизонтального перемещения тела человека, так как ее положительное действие в фазе задней опоры шага уничтожается точно таким же по величине эффектом, направленным в другую сторону, в фазе передней опоры.

5. Увеличение скорости перемещения тела в ходьбе и беге связано не только с количественными изменениями скоростей соответствующих суставных движений, но также и с существенной перестройкой структуры локомоторного акта. Эта перестройка затрагивает в основном корректирующие управляющие движения и выражается с биомеханической точки зрения прежде всего в согласовании величины внешнего момента силы, приложенного к телу (преимущественно силы тяжести), с величиной вращательного импульса тела, обусловленного суставными движениями. В случае замедленной ходьбы такое согласование достигается в основном благодаря управлению величиной момента мышечных сил в голеностопном суставе опорной ноги, а при движении тела с относительно высокой скоростью - в результате управления величиной момента силы тяжести относительно оси, связанной с опорой.

В частности при постановке задачи достижения рекордной скорости от спортсмена потребуются не только развития повышенных физических качеств, но и соответствующего изменения техники шага с учетом перечисленных закономерностей.

6. Физические упражнения, связанные с сообщением телу вращательного импульса в разных направлениях после разбега, выполняются в результате действий спортсмена, направленных на нарушение установившегося в разбеге соотношения между величинами скоростей соответствующих суставных движений. Эти действия в основном связаны с изменением скорости движения в тазобедренном суставе опорной ноги. Повышение скорости этого суставного движения обуславливает возрастание вращательного импульса тела, направленного назад, а ее уменьшение приводит к противоположному эффекту.

7. Изложения выше закономерности построения локомоторного акта и его основных модификаций представляют собой ряд правил, позволяющих по данным кинофоторегистрации получить экспресс-информа-

цию о функциональной роли различных суставных движений, выделить основные компоненты техники исполнения упражнений и перейти к построению биомеханически обоснованных программ обучения им. Такие программы состоят из последовательного ряда учебных заданий, направленных на поэтапное усвоение главного управляющего движения о последующим включением по мере необходимости основных корректирующих управляющих движений. Некоторый опыт обучения гимнастическим упражнениям, связанным с использованием локомоций, показал, что четкое представление о логической структуре упражнения позволяет производить диагностику ошибок исполнения и при необходимости возвращаться к любому учебному заданию, не опасаясь при этом переноса отрицательного навыка. Это способствует более качественному и надежному освоению упражнений. Указанные правила также могут быть использованы для программирования процесса обучения и многим другим физическим упражнениям, в состав которых входят локомоции.

#### РАБОТЫ, ОПУБЛИКОВАННЫЕ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. О влиянии сгибательно-разгибательных движений в суставах на перемещение ОЦТ тела спортсмена.-В кн.:Вопр.физич.восп.в высш. школе. Рига, РПИ, 1972, с.37-38.(В соавторстве с В.Т.Назаровым).
2. Об электромиографических показателях ходьбы на месте.- В кн.: Физич.восп.и спорт. Рига, ЛГУ, 1974, с.61-63. (В соавторстве с В.Т.Назаровым, В.Г.Киселевым).
3. К механике взаимодействия спортсмена с опорой.-"Теор.и практ. физич.культ.", 1974, №3, с.19-21.(В соавторстве с В.Т.Назаровым).
4. О влиянии внешнего момента силы на характер движения спортсмена в условиях твердой опоры.-"Теор. и практ.физич.культ.", 1974, №9, с.18-20. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).
5. Исследование влияния геометрических и динамических характеристик звеньев на перемещение ОЦТ тела.-В кн.: Биомех. физич.упраж. Рига, РПИ, 1975, с.77-84. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).
6. Ходьба человека.- В кн.: Биомех. физич. упраж. Рига, РПИ, 1975, с.15-39. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).
7. К вопросу о построении акта ходьбы человека.- В кн.: Биомеханика. Рига, 1975, с.583-587. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).

8. О механическом моделировании акта ходьбы человека.- В кн.: Пробл. биомех. спорта. Тезисы докл. II Всесоюз. конф. Киев, 1976, с.46-47. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).

9. Базисная модель ходьбы человека.- В кн.: Матер. УИ науч. метод. конф. респуб. Прибалтики и БССР по пробл. спорт. тренир. Вильнюс, 1976, с.174-175. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).

10. О функциональной роли движений в тазобедренных суставах в акте ходьбы человека.- В кн.: Матер. II Всесоюз. фест. медиц. фильмов. Рига, 1976, с.6. (В соавторстве с В.Т.Назаровым).

**МАТЕРИАЛЫ ДИССЕРТАЦИИ ДОЛОЖЕНЫ:**

1. На I и II Всесоюзной конференции по биомеханике спорта. Киев, 1974, 1976.

2. На I Всесоюзной конференции по инженерной и медицинской биомеханике. Рига, 1975.

3. На УИ научно-методической конференции республик Прибалтики и БССР по проблемам спортивной тренировки. Вильнюс, 1976.

4. На II Всесоюзном фестивале медицинских фильмов. Рига, 1976.

